

10.11.2004

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

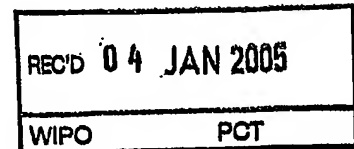
別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 3 年 1 1 月 2 1 日
Date of Application:

出 願 番 号 特 願 2 0 0 3 - 3 9 2 7 2 5
Application Number:
[ST. 10/C]: [J P 2 0 0 3 - 3 9 2 7 2 5]

出 願 人 キヤノン株式会社
Applicant(s):

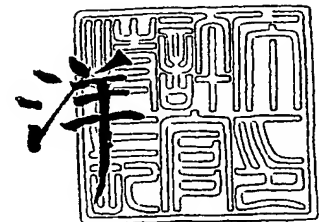


**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

2 0 0 4 年 1 2 月 1 7 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

小 川



出証番号 出証特 2 0 0 4 - 3 1 1 5 6 9 9

【書類名】 特許願
【整理番号】 256605
【提出日】 平成15年11月21日
【あて先】 特許庁長官殿
【国際特許分類】 H04N 5/00
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
 【氏名】 石井 孝昌
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
 【氏名】 森下 正和
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
 【氏名】 望月 千織
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
 【氏名】 渡辺 実
【発明者】
 【住所又は居所】 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
 【氏名】 野村 慶一
【特許出願人】
 【識別番号】 000001007
 【氏名又は名称】 キヤノン株式会社
【代理人】
 【識別番号】 100090273
 【弁理士】
 【氏名又は名称】 國分 孝悦
 【電話番号】 03-3590-8901
【手数料の表示】
 【予納台帳番号】 035493
 【納付金額】 21,000円
【提出物件の目録】
 【物件名】 特許請求の範囲 1
 【物件名】 明細書 1
 【物件名】 図面 1
 【物件名】 要約書 1
 【包括委任状番号】 9705348

【審類名】 特許請求の範囲**【請求項 1】**

入射した放射線を電荷に変換する少なくとも 1 つの光電変換素子を含み構成される画素が、マトリクス状に複数配設されてなるとともに、前記画素からの信号を出力するための信号出力回路を備えた放射線撮像装置であって、

前記画素と前記信号出力回路とを接続する信号読出用配線が、1 つの前記画素に対応して複数本設けられていることを特徴とする放射線撮像装置。

【請求項 2】

前記光電変換素子は、入射した放射線を波長変換する波長変換体を有することを特徴とする請求項 1 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 3】

前記各画素は、前記各信号読出用配線と接続された半導体素子をそれぞれ有しており、前記各信号読出用配線は、前記半導体素子の作動により選択自在とされてなることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 4】

前記各半導体素子のうちの少なくとも 1 つは、ソースフォロワであることを特徴とする請求項 3 に記載の放射線撮像装置。

【請求項 5】

前記各信号読出用配線には、前記画素からの信号を読み出すための信号読出回路がそれぞれ設けられていることを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置。

【請求項 6】

複数の前記信号読出用配線には、前記画素からの信号を読み出すための信号読出回路が共通に設けられていることを特徴とする請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置。

【請求項 7】

前記信号出力回路を 2 つ備えてなることを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 項に記載の放射線撮像装置。

【請求項 8】

入射した放射線を電荷に変換する少なくとも 1 つの光電変換素子を含み構成される画素が、マトリクス状に複数配設されてなるとともに、前記画素からの信号を出力するための信号出力回路を備えた装置を用いた放射線撮像方法であって、

1 つの前記画素について当該画素と前記信号出力回路とを接続する複数の信号読出用配線のうち、撮影形態に応じて 1 つの前記信号読出用配線を選択して使用することを特徴とする放射線撮像方法。

【請求項 9】

前記光電変換素子は、入射した放射線を波長変換した後、電荷に変換することを特徴とする請求項 8 に記載の放射線撮像方法。

【請求項 10】

放射線量の多少に応じて前記信号読出用配線を選択することを特徴とする請求項 8 又は 9 に記載の放射線撮像方法。

【請求項 11】

前記各画素は、前記各信号読出用配線と接続された半導体素子をそれぞれ有しており、前記各半導体素子のうちの少なくとも 1 つがソースフォロワであり、放射線量が少ない前記撮影形態の場合に、前記ソースフォロワを有する前記各信号読出用配線を選択することを特徴とする請求項 9 に記載の放射線撮像方法。

【書類名】 明細書

【発明の名称】 放射線撮像装置及び方法

【技術分野】

【0001】

本発明は、入射した放射線を撮像する放射線撮像装置及び方法に関し、医療用画像診断装置、非破壊検査装置、放射線を用いた分析装置などに応用されるものである。なお、本明細書では、可視光等の電磁波やX線、 α 線、 β 線、 γ 線なども、放射線に含まれるものとする。

【背景技術】

【0002】

近年、TFTを用いた液晶パネルの製造技術の発展や、半導体変換素子を有するエリアセンサの各分野への利用（例えば医療用X線撮像装置）の進展により、医療用放射線撮像装置においても大面積化、かつデジタル化が達成されている。医療用の放射線撮像装置は、液晶パネル等とは異なり、微小信号をデジタル変換して画像出力するという特徴を持っており、放射線画像を瞬時に読み取り、瞬時にディスプレイ上に表示できるものである。現在のところ、このような放射線撮像装置としては、静止画撮影用のものが製品化されている。

【0003】

図8は、従来の放射線撮像装置の一例を模式的に示す概略平面図であり、図9はこの放射線撮像装置の等価回路図、更に図10はこの放射線撮像装置における1画素及び信号読出回路の等価回路図である（例えば、特許文献1参照）。ここでは、放射線としてX線を撮像する場合について述べる。

【0004】

従来の放射線撮像装置は、図8に示すように、光電変換機能を有する複数の画素が設けられてなるセンサ基板101と、画素を走査するための走査回路102と、画素からの信号を出力するための信号出力回路103と、センサ基板101と走査回路102とを接続するIC104と、センサ基板101と信号出力回路103とを接続するIC105とを備えて構成される。

【0005】

図9に示すように、センサ基板101においては、複数の画素106がマトリクス状に配設されている。なお、図9では便宜上、画素エリアに3×4個の画素を図示しているが、実際には例えば1000×2000個の多数の画素が配置される。また、同様に便宜上、走査回路のICを図示を省略する。

【0006】

各画素106は、図9及び図10に示すように、入射したX線を電荷に変換する半導体素子である光電変換素子111と、この電荷を読み出すためのスイッチング素子として機能する薄膜トランジスタ（TFT: Thin Film Transistor）112とを含み構成されている。

【0007】

各画素106は、光電変換素子111において全画素共通のバイアス線110により信号出力回路103と接続されており、信号出力回路103から一定のバイアスが印加される。また、各画素106は、TFT112のゲート電極においてマトリクスの各行毎に共通のゲート線113により不図示のIC104を介して走査回路102と接続されており、走査回路102がTFT112の動作（オン/オフ）を制御する。また、各画素106は、TFT112のソース電極又はドレイン電極においてマトリクスの各列毎に共通の信号読出用配線（信号線）114によりIC105を介して信号出力回路103と接続されている。

【0008】

IC105は、図9及び図10に示すように、信号読出回路となるアンプ115を有し、アンプ115の一入力端子が信号線114と接続され、他入力端子が電源116と接続

されている。更にアンプ115には、キャパシタ C_{f1} 、 C_{f2} 、 C_{f3} を有する利得切替回路117が接続されており、キャパシタ C_{f1} 、 C_{f2} 、 C_{f3} の組み合わせによりゲインの切替えができる。

【0009】

ここで、図10に示すように、光電変換素子111の容量を C_1 、信号線114の寄生容量を C_2 、アンプ115の容量を C_f とする。被検体に向けて曝射されたX線は、被検体により減衰を受けて透過し、ここでは不図示の蛍光体層（波長変換体）で可視光に波長変換され、この可視光が光電変換素子111に入射し、電荷 Q に変換される。このとき、A点の電位を V_{in} とすると、TFT112をオンすることにより、B点の電位は、

$$C_1 / (C_1 + C_2) * V_{in}$$
となり、例えば $C_1 = 2 \text{ pF}$ 、 $C_2 = 50 \text{ pF}$ ならば、B点では $V_{in} / 26$ の信号となる。

【0010】

続いて、IC115内のTFT118をオンすることにより、アンプ115に C_2 / C_f 倍のゲインがかかり、結果的に、出力 V_{out} は、

$$V_{out} = Q / C_f = [(C_1 * C_2) / (C_1 + C_2)] * V_{in}$$
となり、この信号が信号出力回路103により外部に読み出される。信号読み出し後は、共通のバイアス線110の電位変化により、光電変換素子111で発生し転送されきれなかった電荷が除去される。

【0011】

【特許文献1】特開平8-116044号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

しかしながら、上述した従来の放射線撮像装置は、主に静止画撮影を目的としており、感度（ S/N ）が一定に固定されている。従って、撮影形態によっては S/N に不足を来すことになる。即ち従来の放射線撮像装置では、例えば被検体によるX線の減衰の違い、または静止画撮影と動画撮影のようにX線の曝射量が大きく異なる場合などに対する許容幅が小さいという問題がある。

【0013】

そこで本発明は、上記の課題を解決するためになされたものであり、撮影の状況、目的に応じて感度切換えを自在とし、柔軟な対応を可能とする、即ち放射線の曝射量が大きく異なり要求される感度も相違する例えば静止画撮影及び動画撮影の双方を、その要求を満たすように実行することを可能とする安価で高性能の放射線撮像装置及び方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明の放射線撮像装置は、入射した放射線を電荷に変換する少なくとも1つの光電変換素子を含み構成される画素が、マトリクス状に複数配設されてなるとともに、前記画素からの信号を出力するための信号出力回路を備えた放射線撮像装置であって、前記画素と前記信号出力回路とを接続する信号読出用配線が、1つの前記画素に対応して複数本設けられている。

【0015】

本発明の放射線撮像装置の一態様では、前記光電変換素子は、入射した放射線を波長変換する波長変換体を有する。

【0016】

本発明の放射線撮像装置の一態様では、前記各画素は、前記各信号読出用配線と接続された半導体素子をそれぞれ有しており、前記各信号読出用配線は、前記半導体素子の作動により選択自在とされてなる。

【0017】

本発明の放射線撮像装置の一態様では、前記各半導体素子のうちの少なくとも1つは、ソースフォロワである。

【0018】

本発明の放射線撮像装置の一態様では、前記各信号読出用配線には、前記画素からの信号を読み出すための信号読出回路がそれぞれ設けられている。

【0019】

本発明の放射線撮像装置の一態様では、複数の前記信号読出用配線には、前記画素からの信号を読み出すための信号読出回路が共通に設けられている。

【0020】

本発明の放射線撮像装置の一態様では、前記信号出力回路を2つ備えてなる。

【0021】

本発明の放射線撮像方法は、入射した放射線を電荷に変換する少なくとも1つの光電変換素子を含み構成される画素が、マトリクス状に複数配設されてなるとともに、前記画素からの信号を出力するための信号出力回路を備えた装置を用いた放射線撮像方法であって、1つの前記画素について当該画素と前記信号出力回路とを接続する複数の信号読出用配線のうち、撮影形態に応じて1つの前記信号読出用配線を選択して使用する。

【0022】

本発明の放射線撮像方法の一態様では、前記光電変換素子は、入射した放射線を波長変換した後、電荷に変換する。

【0023】

本発明の放射線撮像方法の一態様では、放射線量の多少に応じて前記信号読出用配線を選択する。

【0024】

本発明の放射線撮像方法の一態様では、前記各画素は、前記各信号読出用配線と接続された半導体素子をそれぞれ有しており、前記各半導体素子のうちの少なくとも1つがソースフォロワであり、放射線量が少ない前記撮影形態の場合に、前記ソースフォロワを有する前記各信号読出用配線を選択する。

【0025】

本発明者は、従来の放射線撮像装置が主に静止画撮影を目的とし、感度(S/N)が一定値とされていたことに鑑み、これを撮影形態に応じて拡張(例えば静止画撮影と動画撮影)すべく鋭意検討した。その結果、1画素につき信号読出用配線(信号配線)を複数本配置し、各信号配線に撮影形態に応じた構成の信号読出回路等を付与して、各信号配線を選択自在とすることに想到した。

【0026】

具体的には、例えば1画素につき信号配線を2本設け、一方の信号配線を静止画撮影用として構成する。静止画撮影は放射線曝射量の大きい撮影形態であり、要求される感度が比較的低いことから、画素内で電荷増幅を行わずに例えば当該信号配線に接続された信号読出回路で電荷増幅を実行する構成とする。これに対して、他方の信号配線を動画撮影用として構成する。動画撮影放射線曝射量の小さい撮影形態であり、要求される感度が比較的高いことから、画素内で電荷増幅を行いノイズの発生を抑える構成とする。

【発明の効果】

【0027】

本発明によれば、撮影の状況、目的に応じて感度切換えを自在とし、柔軟な対応を可能とする、即ち放射線の曝射量が大きく異なり要求される感度も相違する例えば静止画撮影及び動画撮影の双方を、その要求を満たすように実行することを可能とする安価で高性能の放射線撮像装置が実現する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

以下、本発明の諸実施形態を、図面を参照しつつ詳細に説明する。ここでは、放射線としてX線を撮像する場合について述べる。

【0029】

〔第1の実施形態〕

先ず、第1の実施形態について説明する。

図1は、第1の実施形態による放射線撮像装置の一例を模式的に示す概略平面図であり、図2はこの等価回路図、図3はこの放射線撮像装置における1画素及び信号読出回路の等価回路図である。

【0030】

この放射線撮像装置は、図1に示すように、光電変換機能を有する複数の画素が設けられてなるセンサ基板1と、画素を走査するための走査回路2と、画素からの信号を出力するための信号出力回路3と、センサ基板1と走査回路2とを接続するIC4と、センサ基板1と信号出力回路3とを接続するIC5とを備えて構成される。

【0031】

図2に示すように、センサ基板1においては、複数の画素6がマトリクス状に配設されている。なお、図2では便宜上、画素エリアに3×3個の画素を図示しているが、実際には例えば1000×2000個の多数の画素が配置される。また、同様に便宜上、走査回路のICを図示を省略する。

【0032】

本実施形態においては、各画素6は、図2及び図3に示すように、入射したX線を電荷に変換する半導体素子である光電変換素子11と、この電荷を読み出すための半導体素子（スイッチング素子）とを含み構成されている。このスイッチング素子は、薄膜トランジスタ（TFT）21と、ソースフォロワであるTFT22とが選択自在に並列に設けられてなる。

【0033】

各画素6は、光電変換素子11において全画素共通のバイアス線12により信号出力回路3と接続されており、信号出力回路3から一定のバイアスが印加される。また、各画素6につき、マトリクスの各行毎に共通の2本のゲート線13a、13bが設けられている。ここで、ゲート線13aによりTFT21のゲート電極と不図示のIC4を介して走査回路2とが接続され、ゲート線13bによりTFT23のゲート電極と不図示のIC4を介して走査回路2とが接続されており、走査回路2がTFT21、23（22）の各動作（オン/オフ）を制御する。更に、各画素6につき、マトリクスの各列毎に共通の2本の信号読出用配線（信号線）14a、14bが設けられている。ここで、信号線14aによりTFT21のソース電極又はドレイン電極とIC5を介して信号出力回路3と接続され、信号線14bによりTFT22のソース電極又はドレイン電極とIC5を介して信号出力回路3と接続されており、各画素6につき、信号の読み出しに際して信号線14a、14bが選択自在とされている。

【0034】

IC5は、図2及び図3に示すように、信号読出回路となるアンプ15a及びTFT24、25と、信号読出回路となるアンプ（オペアンプ）15b及びTFT26、27とを有しており、アンプ15a及びTFT24、25が信号線14aと、アンプ15b及びTFT26、27が信号線14bとそれぞれ接続されている。ここで、アンプ15aの一端入力端子が信号線14aと、他入力端子が電源16と接続されている。更にアンプ15aには、キャパシタCf1、Cf2、Cf3を有する利得切替回路17が接続されており、キャパシタCf1、Cf2、Cf3の組み合わせによりゲインの切替えができる。そして、アンプ15aの出力端子にはTFT28が、アンプ15bの出力端子にはTFT29が接続され、信号出力がなされる。

【0035】

図4は、放射線撮像装置における光電変換素子11及びTFT21の概略断面図である。

。光電変換素子11及びTFT21は、以下のようにして構成される。

【0036】

先ず、TFT 21 について説明する。

基板 201 上にゲート電極となる電極層 202 がパターン形成され、この電極層 202 を覆うように絶縁層 203 が堆積する。絶縁層 203 上にはシリコン等の半導体層 204 がパターン形成され、この半導体層 204 の両側部に不純物が高濃度にイオン注入され、ソース又はドレインとなる一対の不純物拡散層 205, 206 が形成されている。そして、各不純物拡散層 205, 206 と接続するようにソース電極又はドレイン電極となる電極層 207, 208 がパターン形成され、TFT 21 が構成される。

【0037】

次に、光電変換素子 11 について説明する。

電極層 202, 208 上を含む全面に絶縁層 209 が堆積し、この絶縁層 209 上で TFT 21 と隣接するように、シリコン等の半導体層 210 がパターン形成され、この半導体層 210 の表層に n 型不純物の高濃度領域となる n⁺半導体層 211 が形成されている。この n⁺半導体層 211 上にバイアス線 12 がパターン形成され、バイアス線 12 上を含む n⁺半導体層 211 上にバイアス線 12 と接続するように電極層 212 がパターン形成され、電極層 212 上及び TFT 21 側の絶縁層 209 上を含む全面に保護層 213 が堆積する。更に、保護層 213 を覆い、表面が平坦化されてなる接着層 214 が形成され、この接着層 214 上に波長変換体である蛍光体層 215 が形成されて、光電変換素子 11 が構成される。

【0038】

ここで、放射線撮像装置に発生するノイズについて考察する。

画素 6 内で電荷増幅を行わない場合に発生するノイズは、kTC 1 ノイズ、信号線 14 a の抵抗ノイズ、信号線 14 a の寄生容量ノイズ、及びアンプ 15 a (利得切替回路 17 を含む) のノイズによって決まる。これに対して、ソースフォロア回路である TFT 22 を用い、画素 6 内で電荷増幅を行う場合に発生するノイズは、kTC 1 ノイズ、及びソースフォロア回路のノイズによって決まる。このとき、ソースフォロア回路のノイズは非常に小さい。つまり、画素 6 内で電荷増幅を行わない場合に比べ、ソースフォロア回路を使用し、画素 6 内で電荷増幅を行う場合の方が感度 (S/N) が高い。

【0039】

そこで、本実施形態の放射線撮像装置では、各撮影形態で要求される感度に応じて信号線を切り替えて撮影する。即ち、各画素 6 につき、信号の読み出しに際して信号線 14 a, 14 b が選択自在とされている。信号線 14 a を人体の静止画撮影又は非破壊検査のように X 線の曝射量が多い撮影形態に適用し、画素内では電荷増幅を行わない。他方、信号線 14 b を人体の動画撮影のように X 線の曝射量が少ない撮影形態に適用し、ソースフォロア回路を用いて画素 6 内で電荷増幅を行う。

以下、各信号線を選択した場合の具体的な撮像方法について説明する。

【0040】

(1) 静止画撮影又は非破壊検査のように X 線の曝射量が多い撮影形態

この場合、以下のように信号線 14 a を選択し、画素 6 内で電荷増幅を行わず、信号線 14 a を介して当該画素 6 の出力信号を読み出す。ここで、光電変換素子 11 の容量を C₁、信号線 14 a の寄生容量を C₂、アンプ 15 a のキャパシタ C_{f1}, C_{f2} 及び C_{f3} によって決まる容量を C_f とする。

【0041】

先ず、信号線 14 b 側の TFT 23, 26, 27, 29 をオフにしておく。

【0042】

被検体に向けて曝射された X 線は、被検体により減衰を受けて透過し、図 4 に示す波長変換体である蛍光体層 215 で可視光に波長変換され、この可視光が光電変換素子 11 に入射し、電荷 Q に変換される。このとき、A 点の電位を V_{in} とすると、信号線 14 a 側の TFT 21 をオンすることにより、B 点の電位は、

$$C_1 / (C_1 + C_2) * V_{in}$$

となり、例えば C₁ = 2 pF、C₂ = 50 pF ならば、B 点では V_{in} / 26 の信号となる

【0043】

続いて、信号線14a側のTF T25をオンすることにより、アンプ15aに C_2/C_f 倍のゲインがかかり、結果的に、出力 V_{out} は、

$$V_{out} = Q/C_f = [(C_1 * C_2) / (C_1 + C_2)] * V_{in}$$

となる。そして、信号線14a側のTF T28をオンすることにより、この信号が信号出力回路3により外部に読み出される。信号読み出し後は、信号線14a側のTF T24により光電変換素子11の電荷を除去する。ここで、アンプ15aでは、 $C_{f1} \sim C_{f3}$ の組み合わせによりゲインの切り換えができる。

【0044】

(2) 人体の動画撮影のようにX線の曝射量が少ない撮影形態

この場合、以下のように信号線14bを選択し、画素6内で電荷増幅を行い、信号線14bを介して当該画素6の出力信号を読み出す。ここで、ソースフォロワであるTF T22の閾値電圧を V_{th} とする。

【0045】

まず、信号線14a側のTF T21, 24, 25, 28をオフに、信号線14a側のTF T22をオンにしておく。

【0046】

被検体に向けて曝射されたX線は、静止画の場合と同様に、被検体により減衰を受けて透過し、図4に示す波長変換体である蛍光体層215で可視光に波長変換され、この可視光が光電変換素子11に入射し、電荷に変換される。この電荷は、TF T23のゲート電極に対し、光電変換素子11への入射光量に応じた電位変動 V_{in} を発生させる。この電位変動により、TF T22をオンにするとC点の電位は $V_{in} - V_{th}$ となり、例えば V_{th} が十分に小さければ、 V_{in} とほぼ同等の信号となる。

【0047】

信号線14b側のTF T27, 29をオンにすることで、この信号がアンプ15bを介して信号出力回路3により外部に読み出される。信号読み出し後は、信号線14b側のTF T26により光電変換素子11の電荷を除去する。

【0048】

なおここでは、光電変換素子11の電荷を除去する際、TF T24, 26を使用したのが、従来技術のようにバイアス線12を電位変化させる、若しくは電源16を電位変化させるようにしても良い。

【0049】

以上説明したように、本実施形態によれば、撮影の状況、目的に応じて感度切り換えを自在とし、柔軟な対応を可能とする、即ちX線の曝射量が大きく異なり要求される感度も相違する例えば静止画撮影及び動画撮影の双方を、その要求を満たすように実行することを可能とする安価で高性能の放射線撮像装置が実現する。

【0050】

なお、本実施形態では、光電変換素子11をMIS型のものとしたが、PIN型であっても同様の効果が得られる。更に、放射線を蛍光体層215で可視光に変換し、この可視光が光電変換素子11で電荷に変換される間接型の放射線撮像装置を例示したが、放射線を直接電荷に変換できるアモルファスセレン等の材料を用いた直接型の放射線撮像装置に適用しても同様の効果が得られる。

【0051】

(変形例)

本実施形態では、走査回路2及び信号出力回路3を、それぞれセンサ基板1の片側のみに配置した構成を開示したが、図5に示すように、走査回路2及び信号出力回路3をそれぞれセンサ基板1の両側に配置しても良い。この場合、上記した本実施形態の効果に加え、駆動速度が向上する等の効果を奏し、更に優れた放射線撮像装置が実現する。

【0052】

〔第2の実施形態〕

次に、第2の実施形態について説明する。

本実施形態の放射線撮像装置は、第1の実施形態のそれとほぼ同様の構成を有するが、信号出力回路のICの構成が若干異なる点で相違する。

【0053】

図6は、第1の実施形態による放射線撮像装置の等価回路図であり、図7はこの放射線撮像装置における1画素及び信号読出回路の等価回路図である。なお、第1の実施形態と対応する構成部材等については、同符号を記す。

この放射線撮像装置の信号出力回路3のIC31は、第1の実施形態のIC5と同様に信号線14a、14bにより画素6と接続されているが、第1の実施形態と異なり、アンプ15bを有さず、信号線14a、14bが共通のアンプ15aに接続されている。

【0054】

即ちIC31は、TFT24、25が信号線14aに、TFT26、27が信号線14bにそれぞれ接続されており、信号線14aと信号線14bとがTFT32を介して結線され、アンプ15aの一入力端子に接続され、他入力端子に電源16が接続され、更にアンプ15aには、キャパシタCf1、Cf2、Cf3を有する利得切替回路17が接続されて構成されている。

【0055】

以下、この放射線撮像装置において、各信号線を選択した場合の具体的な撮像方法について説明する。

【0056】

(1) 静止画撮影又は非破壊検査のようにX線の曝射量が多い撮影形態

この場合、以下のように信号線14aを選択し、画素6内で電荷増幅を行わず、信号線14aを介して当該画素6の出力信号を読み出す。ここで、光電変換素子11の容量をC1、信号線14aの寄生容量をC2、アンプ15aのキャパシタCf1、Cf2及びCf3によって決まる容量をCfとする。

【0057】

まず、信号線14b側のTFT23、26、27、32をオフにしておく。

【0058】

被検体に向けて曝射されたX線は、被検体により減衰を受けて透過し、図4に示す波長変換体である蛍光体層215で可視光に波長変換され、この可視光が光電変換素子11に入射し、電荷Qに変換される。このとき、A点の電位をVinとすると、信号線14a側のTFT21をオンすることにより、B点の電位は、

$$C_1 / (C_1 + C_2) * V_{in}$$

となり、例えばC1=2pF、C2=50pFならば、B点ではVin/26の信号となる。

【0059】

続いて、信号線14a側のTFT25をオンすることにより、アンプ15aにC2/Cf倍のゲインがかかり、結果的に、出力Voutは、

$$V_{out} = Q / C_f = [(C_1 * C_2) / (C_1 + C_2)] * V_{in}$$

となる。そして、信号線14a側のTFT28をオンすることにより、この信号が信号出力回路3により外部に読み出される。信号読み出し後は、信号線14a側のTFT24により光電変換素子11の電荷を除去する。ここで、アンプ15aでは、Cf1~Cf3の組み合わせによりゲインの切換えができる。

【0060】

(2) 人体の動画撮影のようにX線の曝射量が少ない撮影形態

この場合、以下のように信号線14bを選択し、画素6内で電荷増幅を行い、信号線14bを介して当該画素6の出力信号を読み出す。ここで、信号線14b側のTFT23の閾値電圧をVthとする。

【0061】

先ず、信号線 14 a 側の T F T 2 1, 2 4, 2 5 をオフに、信号線 14 a 側の T F T 2 3 をオンにしておく。

【0062】

被検体に向けて曝射された X 線は、静止画の場合と同様に、被検体により減衰を受けて透過し、図 4 に示す波長変換体である蛍光体層 2 1 5 で可視光に波長変換され、この可視光が光電変換素子 1 1 に入射し、電荷に変換される。この電荷は、T F T 2 3 のゲート電極に対し、光電変換素子 1 1 への入射光量に応じた電位変動 V_{in} を発生させる。この電位変動により、T F T 2 2 をオンにすると C 点の電位は $V_{in} - V_{th}$ となり、例えば V_{th} が十分に小さければ、 V_{in} とほぼ同等の信号となる。

【0063】

信号線 14 b 側の T F T 2 7 をオンにすることによりキャパシタ C_3 に電荷が蓄積され、T F T 3 2 をオンにすると、アンプ 1 5 a に C_3 / C_f 倍のゲインがかかり、結果的に、出力 V_{out} は、

$$V_{out} = (V_{in} - V_{th}) * C_3 / C_f$$

となり、この信号がアンプ 1 5 a を介して信号出力回路 3 により外部に読み出される。信号読み出し後は、信号線 14 b 側の T F T 2 6 により光電変換素子 1 1 の電荷を除去する。

。

【0064】

本実施形態では、アンプ 1 5 a において $C_{f1} \sim C_{f3}$ の組み合わせによりゲインの切換えができるため、第 1 の実施形態において画素 6 内で電荷増幅を行う場合とは異なり、出力信号の大きさも選択することができる。

【0065】

なお、光電変換素子 1 1 の電荷を除去する際、T F T 2 4, 2 6 を使用したが、従来技術のようにバイアス線 1 2 を電位変化させる、若しくは電源 1 6 を電位変化させるようにしても良い。また、本実施形態においても第 1 の実施形態の変形例と同様に、走査回路 2 及び信号出力回路 3 をそれぞれセンサ基板 1 の両側に配置しても好適である。

【0066】

更に、第 1 及び第 2 の実施形態では、撮影形態として静止画撮影（非破壊検査）及び動画撮影を考慮し、各画素 6 につき 2 本の信号線 14 a, 14 b を選択自在に設けた例を開示したが、各画素につき 3 本以上の信号線を設け、更にきめ細かく各種の撮影形態に応じた撮影に対処することも可能である。

【0067】

以上説明したように、本実施形態によれば、撮影の状況、目的に応じて感度切換えを自在とし、柔軟な対応を可能とする、即ち X 線の曝射量が大きく異なり要求される感度も相違する例えば静止画撮影及び動画撮影の双方を、その要求を満たすように実行することを可能とする安価で高性能の放射線撮像装置が実現する。

【図面の簡単な説明】

【0068】

【図 1】 第 1 の実施形態による放射線撮像装置の一例を模式的に示す概略平面図である。

【図 2】 第 1 の実施形態による放射線撮像装置の等価回路図である。

【図 3】 第 1 の実施形態による放射線撮像装置における 1 画素及び信号読出回路の等価回路図である。

【図 4】 第 1 の実施形態による放射線撮像装置における光電変換素子及び T F T の概略断面図である。

【図 5】 第 1 の実施形態による放射線撮像装置の変形例を模式的に示す概略平面図である。

【図 6】 第 2 の実施形態による放射線撮像装置の等価回路図である。

【図 7】 第 2 の実施形態による放射線撮像装置における 1 画素及び信号読出回路の等価回路図である。

【図 8】従来例による放射線撮像装置の一例を模式的に示す概略平面図である。

【図 9】従来例による放射線撮像装置の等価回路図である。

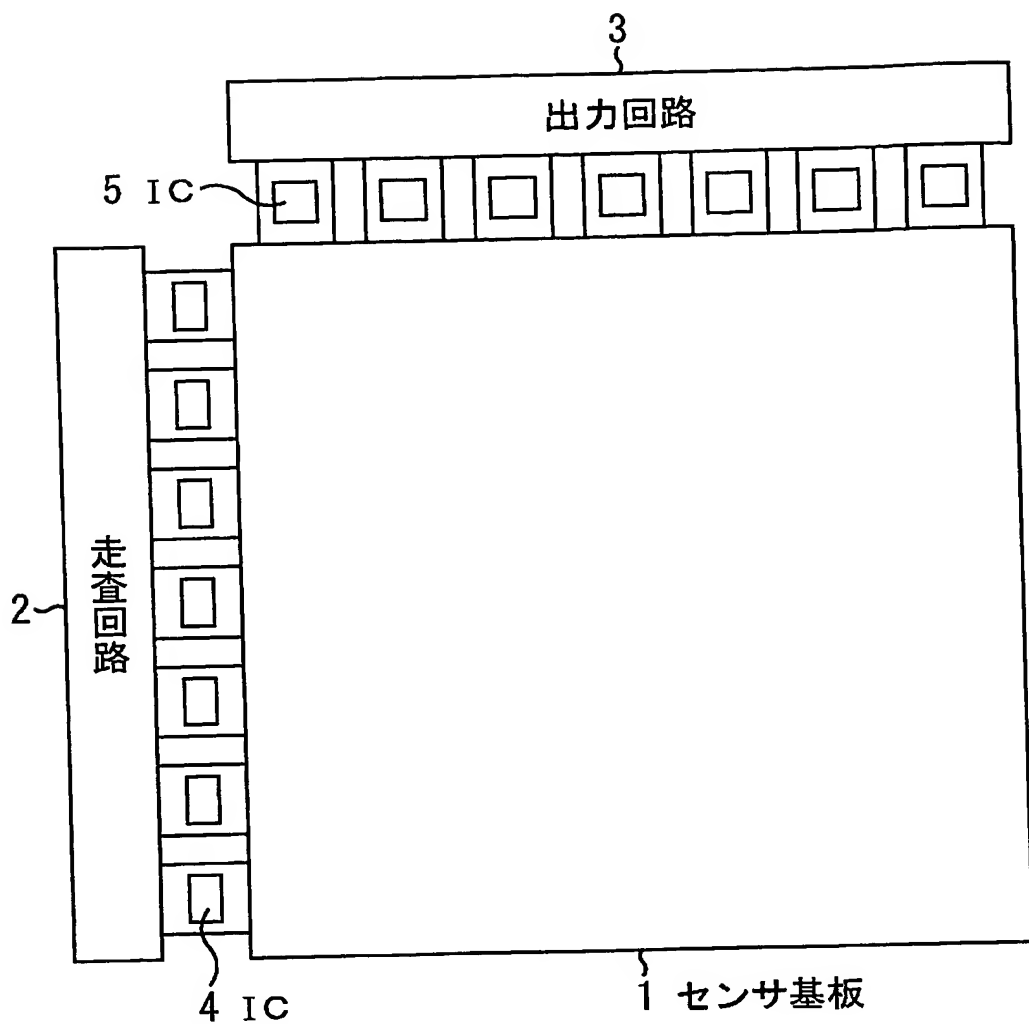
【図 10】従来例による放射線撮像装置における 1 画素及び信号読出回路の等価回路図である。

【符号の説明】

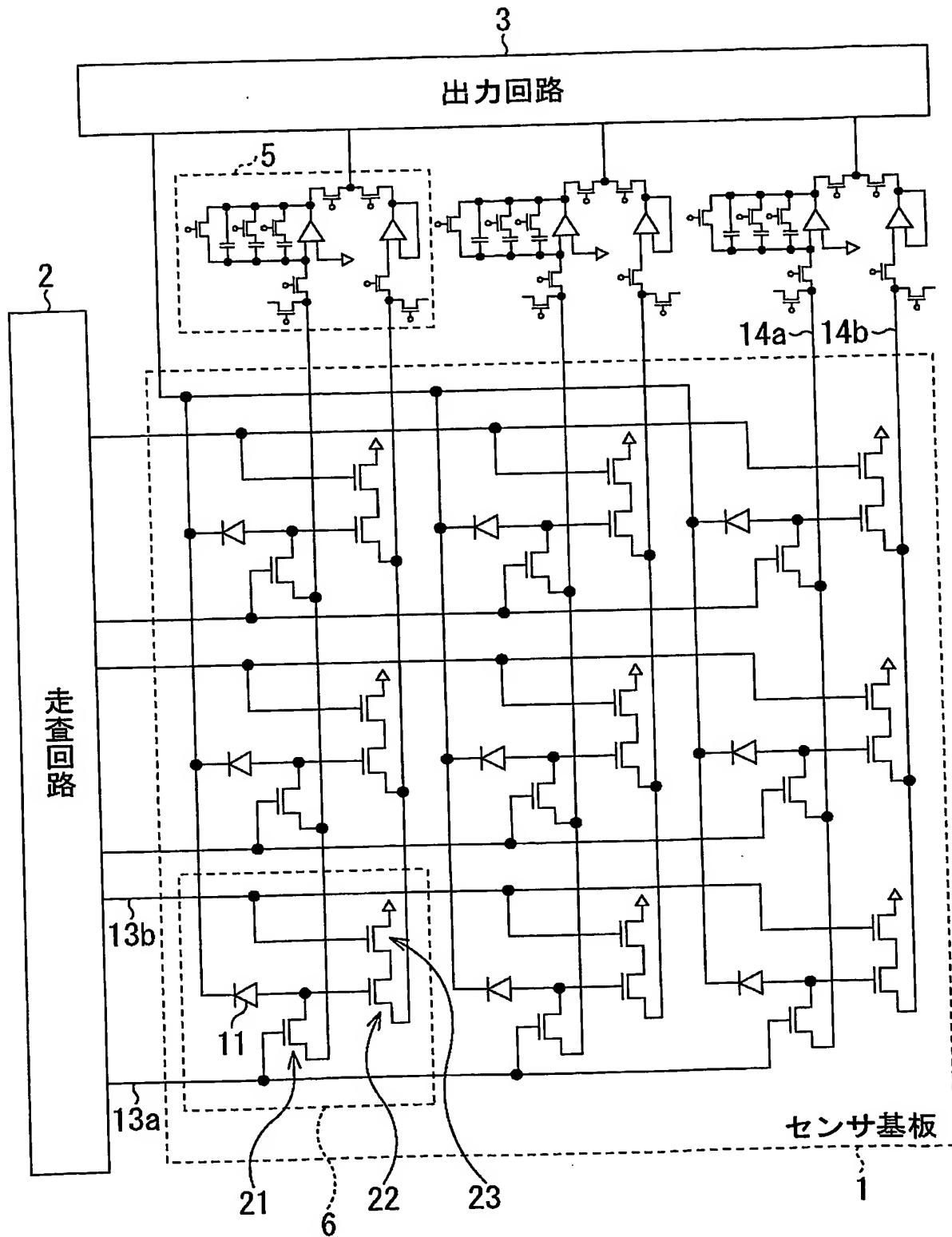
【0069】

- 1 センサ基板
- 2 走査回路
- 3 信号出力回路
- 4, 5, 31 IC
- 6 画素
 - 11 光電変換素子
 - 12 バイアス線
 - 13 a, 13 b ゲート線
 - 14 a, 14 b 信号読出用配線 (信号線)
 - 15 a, 15 b アンプ
 - 16 電源
 - 17 利得切替回路
- 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 32 TFT

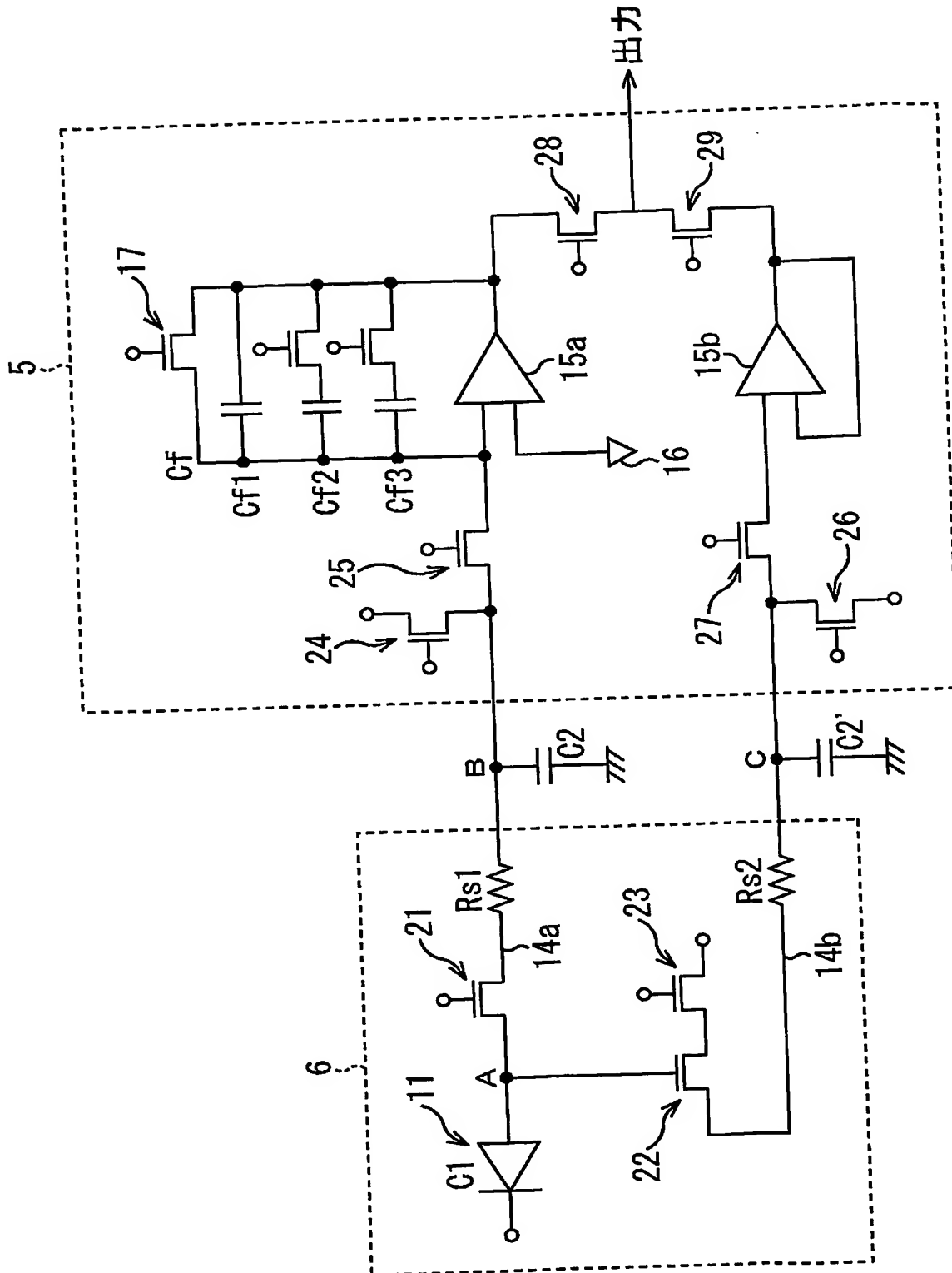
【書類名】 図面
【図 1】



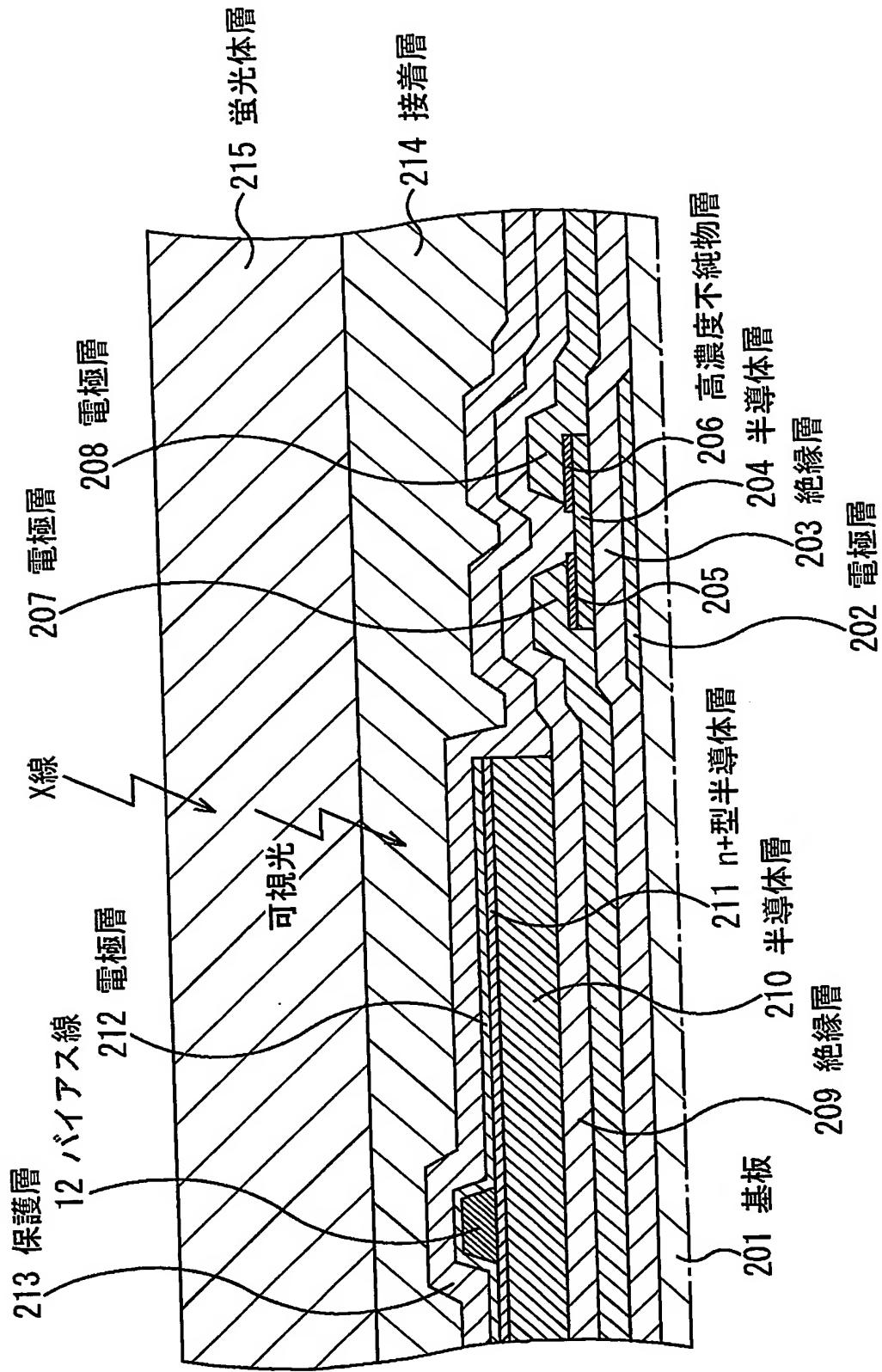
【図 2】



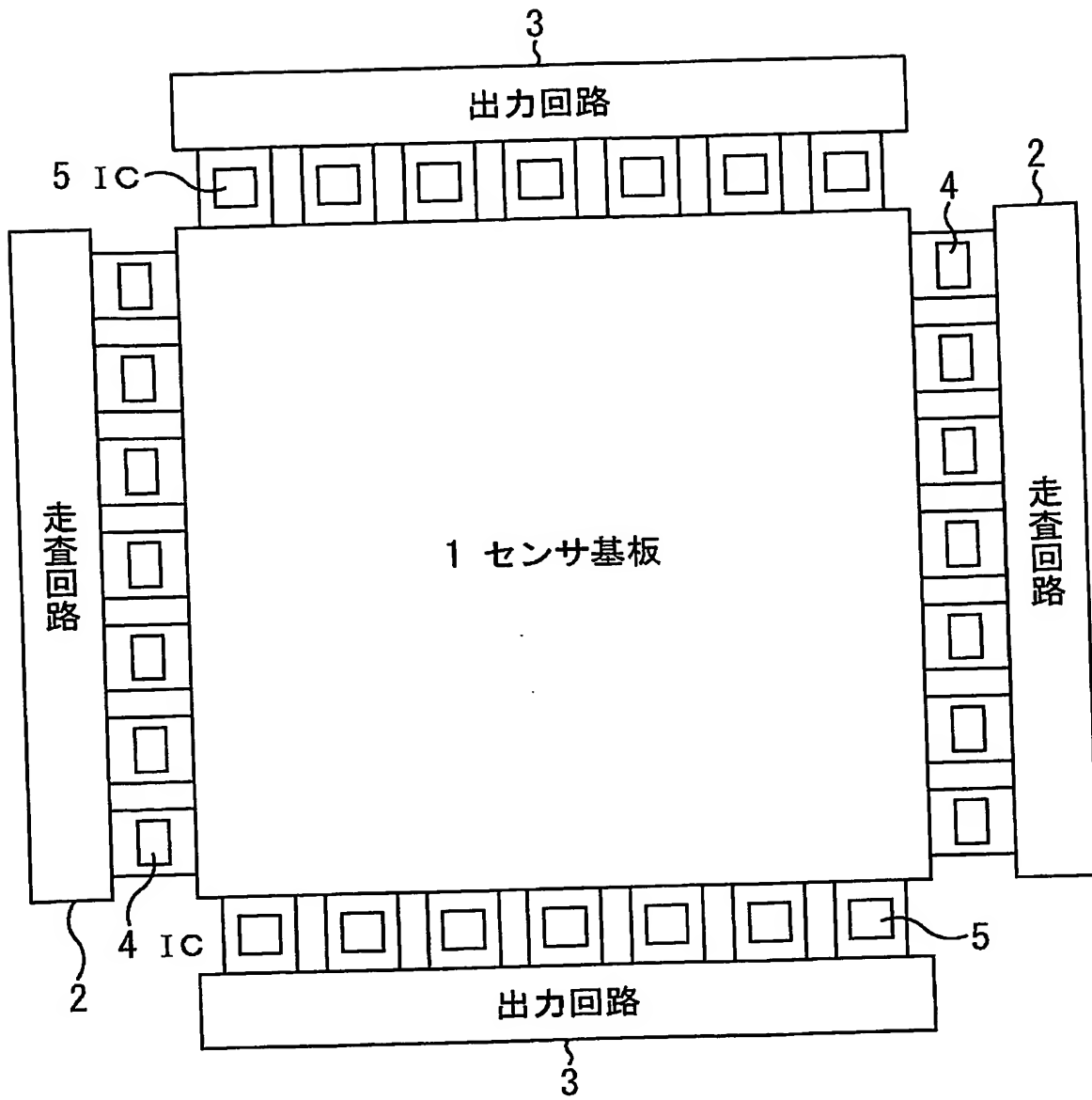
【図3】



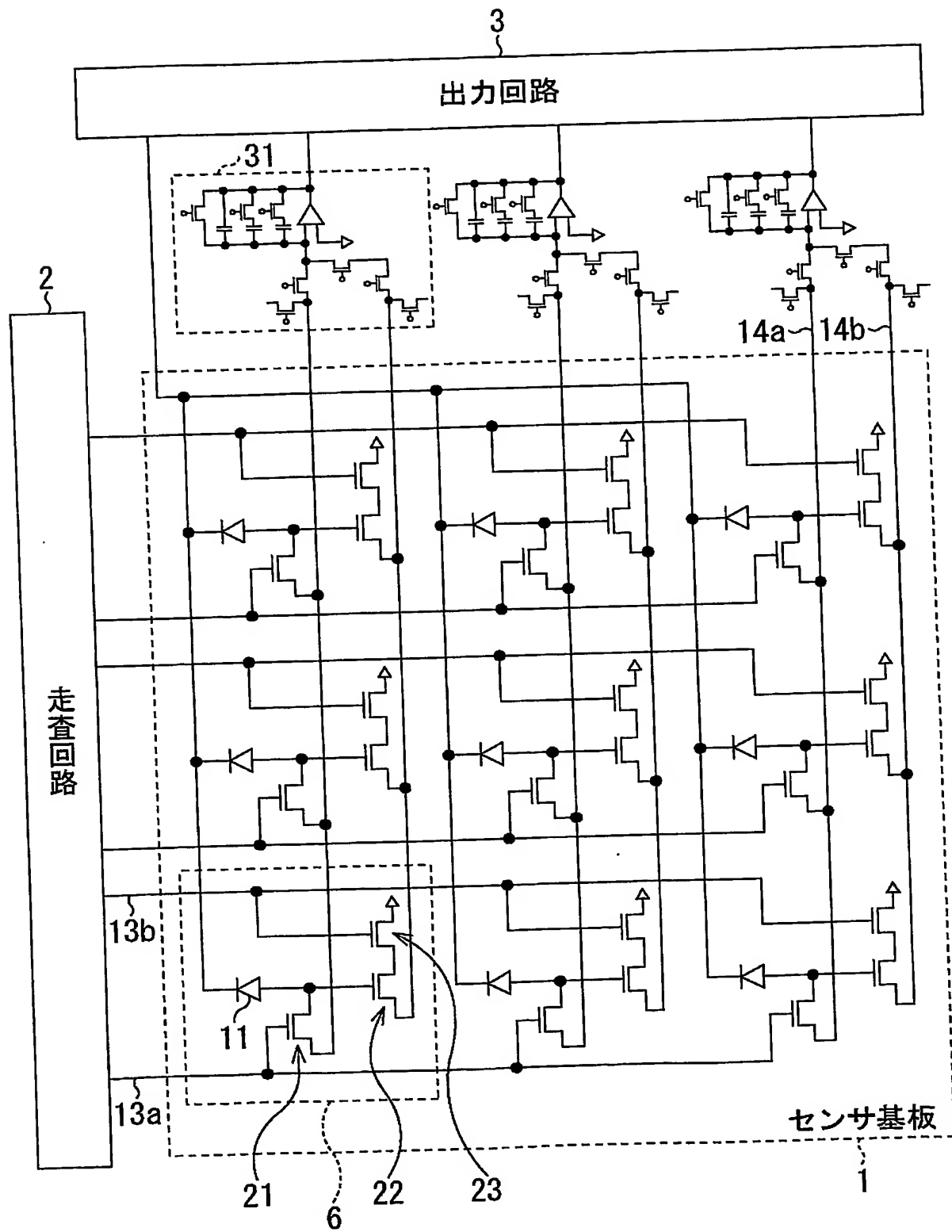
【図4】



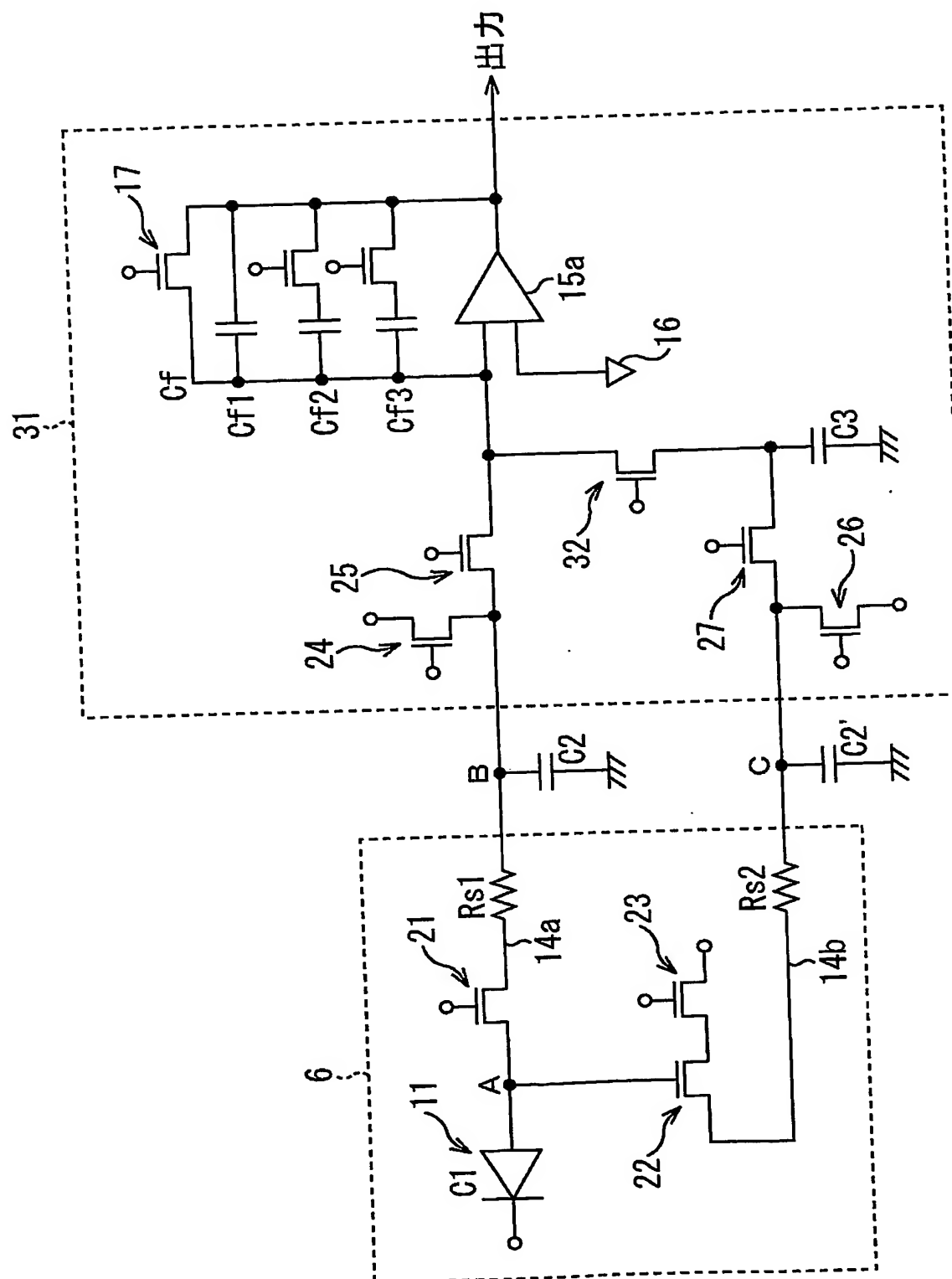
【図 5】



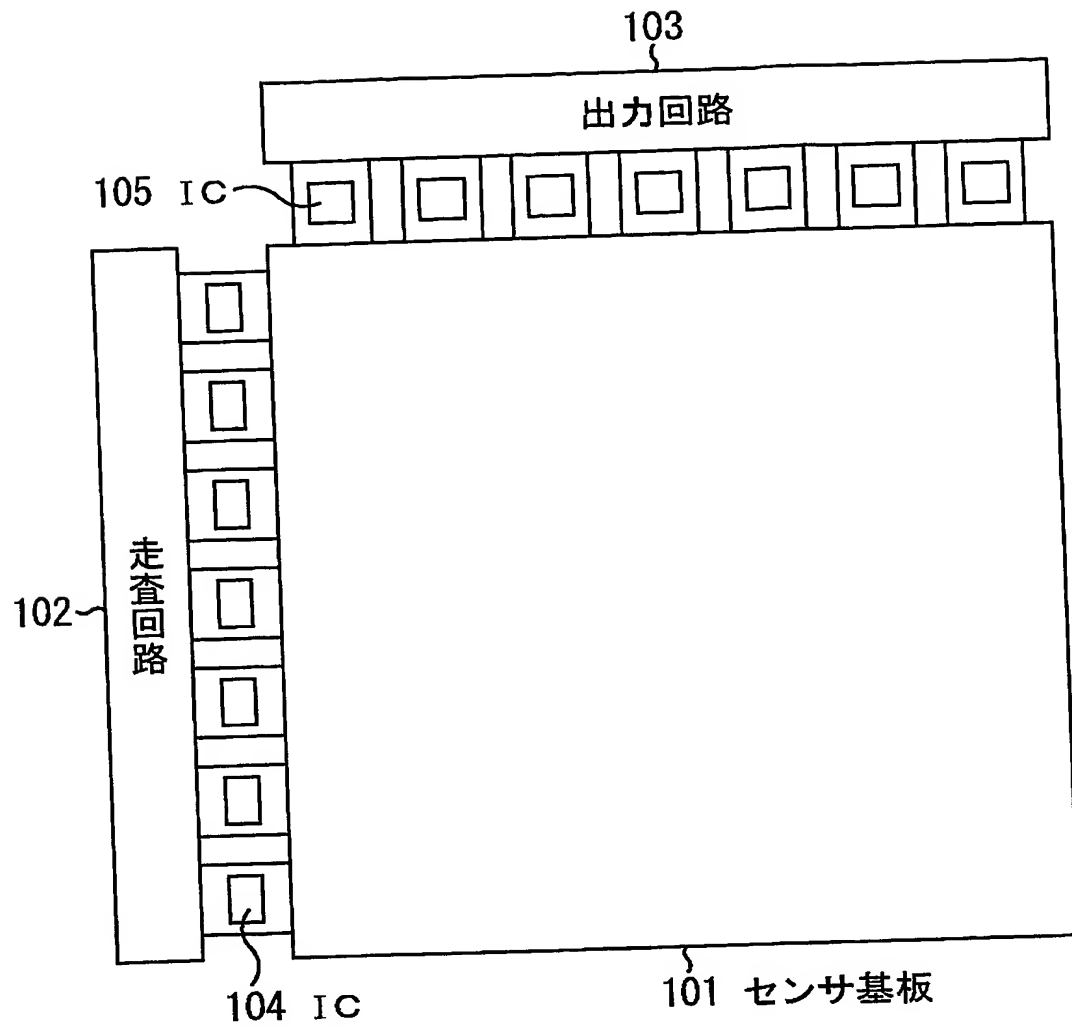
【図 6】



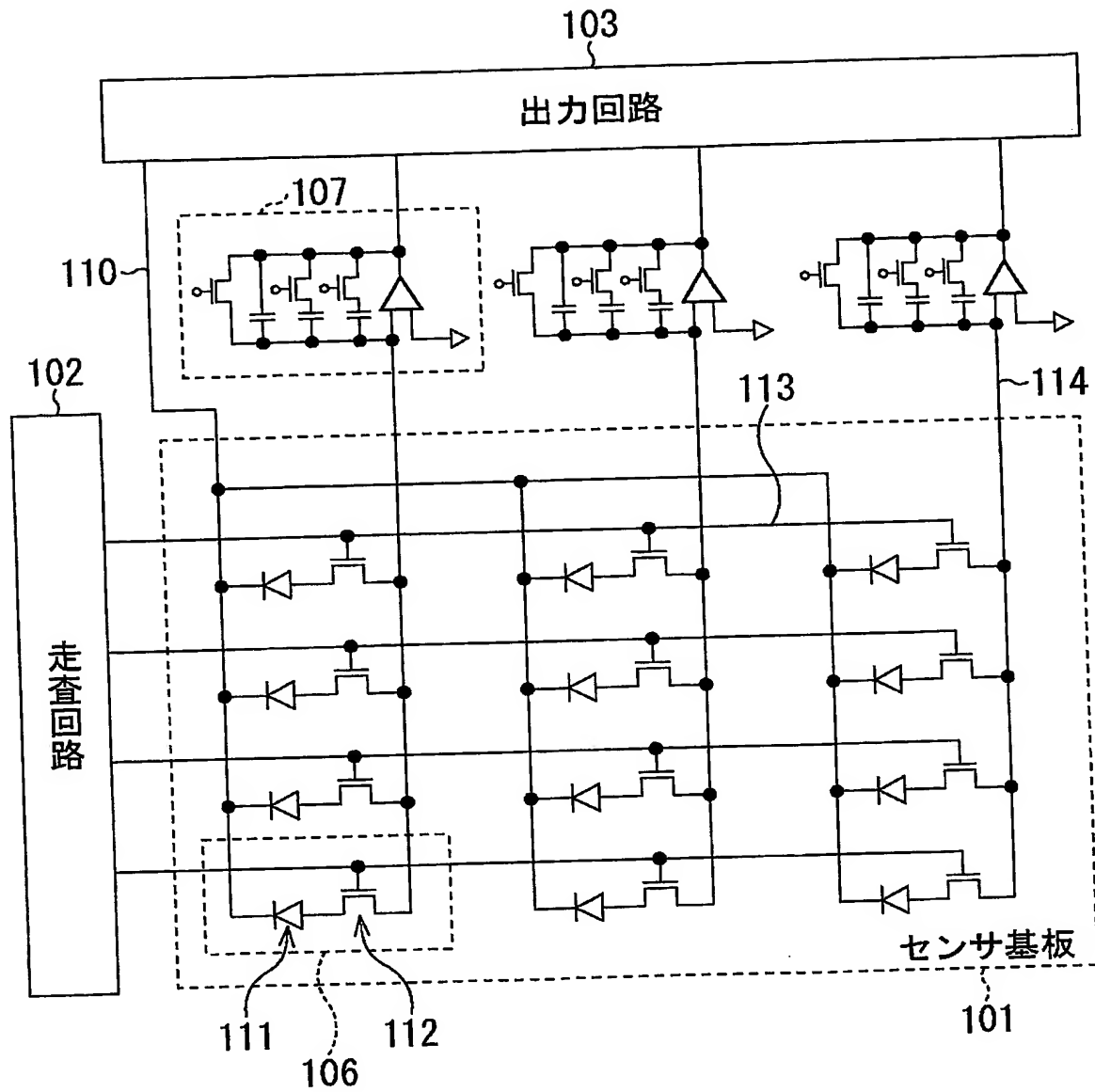
【図 7】



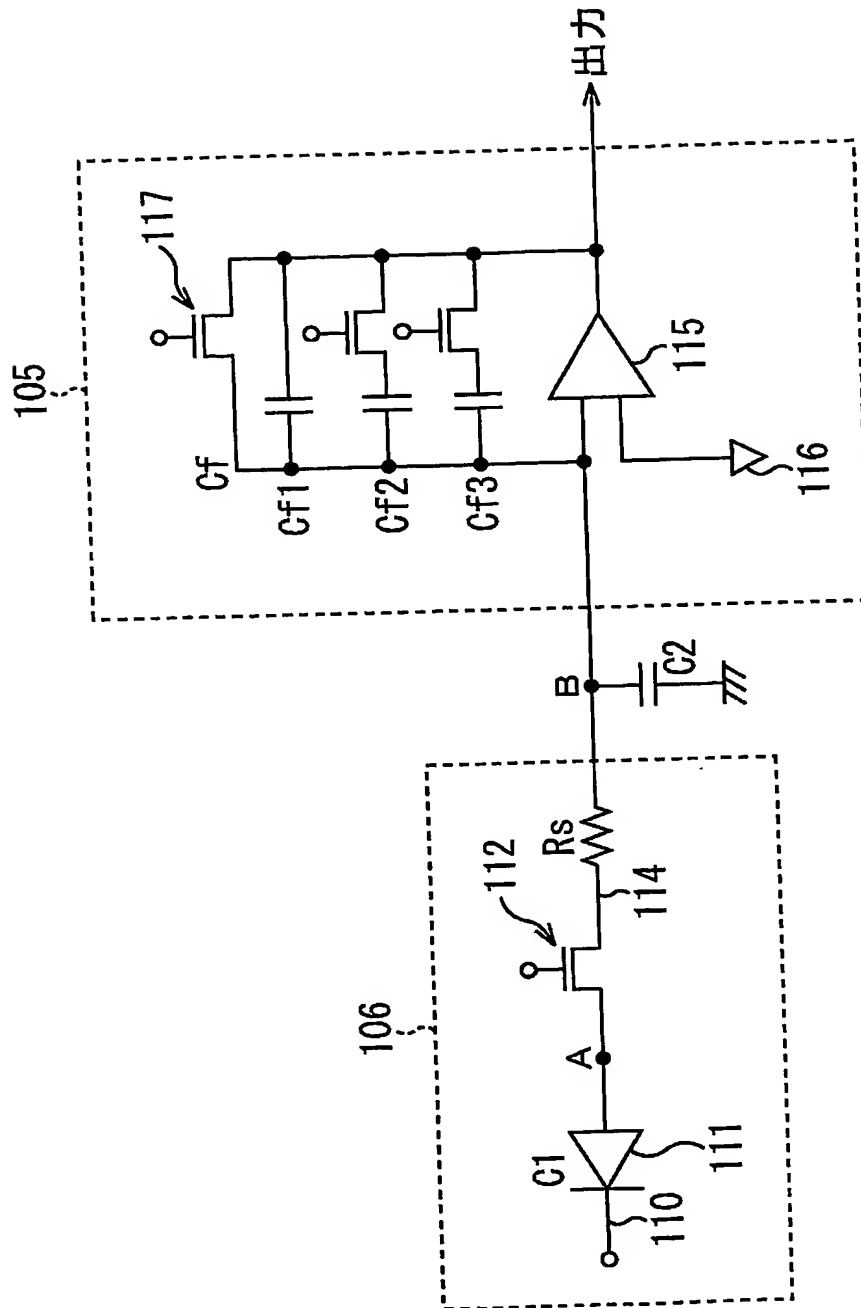
【図 8】



【図 9】



【図 10】



【書類名】要約書**【要約】**

【課題】 撮影形態に応じて感度切換えを自在とし、放射線の曝射量が大きく異なり要求される感度も相違する例えば静止画撮影及び動画撮影の双方を、その要求を満たすように実行する。

【解決手段】 信号線 1 4 a により T F T 2 1 のソース電極又はドレイン電極と I C 5 を介して信号出力回路 3 と接続され、信号線 1 4 b により T F T 2 3 のソース／ドレインと I C 5 を介して信号出力回路 3 と接続されており、各画素 6 につき、信号の読み出しに際して信号線 1 4 a , 1 4 b が選択自在とされている。

【選択図】 図 3

特願 2 0 0 3 - 3 9 2 7 2 5

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 0 0 1 0 0 7]

1. 変更年月日
[変更理由]
住 所
氏 名

1 9 9 0 年 8 月 3 0 日
新規登録
東京都大田区下丸子 3 丁目 3 0 番 2 号
キャノン株式会社